

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
5 June 2003 (05.06.2003)

PCT

(10) International Publication Number
WO 03/046835 A1

(51) International Patent Classification⁷: **G06T 11/00**

6550 Maplewood Drive, Apt. #203, Mayfield Heights, OH 44124 (US).

(21) International Application Number: PCT/US02/37159

(22) International Filing Date:
19 November 2002 (19.11.2002)

(74) Agents: LUNDIN, Thomas, M. et al.; Philips Medical Systems (Cleveland), Inc., 595 Miner Road, Cleveland, OH 44143 (US).

(25) Filing Language:

English

(81) Designated States (*national*): IL, JP.

(26) Publication Language:

English

(84) Designated States (*regional*): European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR).

(30) Priority Data:
09/990,521 21 November 2001 (21.11.2001) US

(71) Applicants: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS NV [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL). PHILIPS MEDICAL SYSTEMS (CLEVELAND), inc. [US/US]; 595 Miner Road, Cleveland, OH 44143 (US).

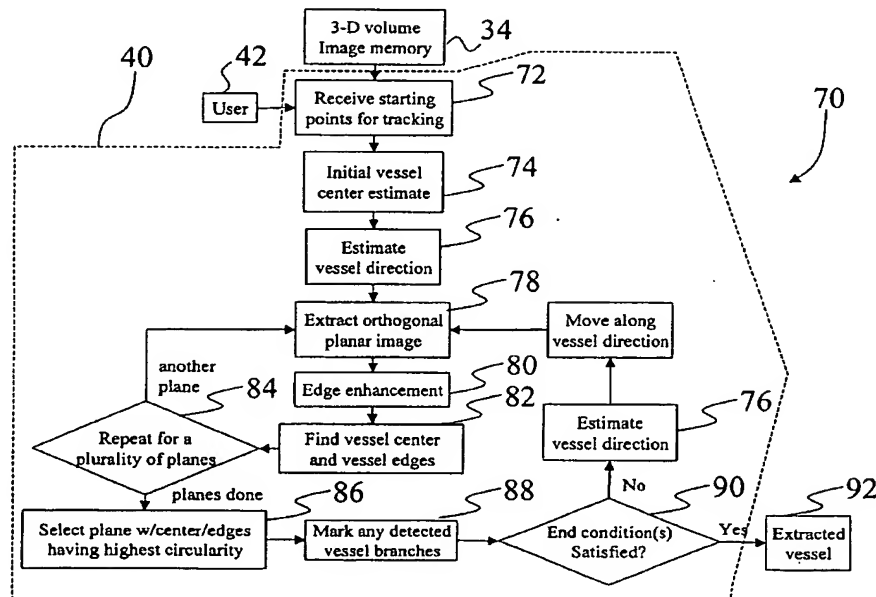
Published:

- with international search report
- before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments

(72) Inventors: SUBRAMANYAN, Krishna; 7305 Popham Place, Solon, OH 44139 (US). CHANDRA, Shalabh;

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: VESSEL TRACKING AND TREE EXTRACTION METHOD AND APPARATUS



(57) Abstract: Computed tomography (CT) data (28) is collected for a plurality of slices by a CT scanner (10). At least a portion of the CT data is reconstructed (32) to form a volume image (34) defined by a plurality of two-dimensional image slices. At least one starting point is identified (72) within a blood vessel imaged in the three-dimensional image volume (34). The blood vessel is recursively tracked (70) to form a blood vessel representation (92).

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療用画像化方法であって、
コンピュータ断層撮影 (CT) 画像データを収集するステップと、
立体画像表示を形成するために、前記CT画像データの少なくとも一部を再構成するステップと、
前記立体画像表示に画像化された血管に少なくとも一の始点を特定するステップと、
血管表示を形成するために前記始点から前記血管を再帰的にトラッキングするステップとを有する方法。

【請求項 2】

請求項 1 記載の方法であって、
前記再帰的にトラッキングするステップは、
前記始点の近傍において血管方向を推定するステップと、
前記 3 次元画像から前記血管中心を含む、前記推定した血管方向に垂直な平面画像を抽出するステップと、
前記平面画像をエッジ強調するステップと、
前記平面画像において血管中心の位置を特定するステップと、
前記平面画像において血管境界を発見するステップと、
前記血管方向に沿って新しい推定された血管中心を外挿するステップと、
前記血管をトラックするために、前記推定するステップと、抽出するステップと、エッジ強調するステップと、位置を特定するステップと、発見するステップと、外挿するステップとを再帰的に繰り返すステップとを含む方法。

【請求項 3】

請求項 2 記載の方法であって、前記平面画像において血管境界を発見するステップは、
中心測度関数を算出するステップと、
最大の中心速度関数を有する前記平面画像のピクセルとして前記血管中心を選択するステップとを含む方法。

【請求項 4】

請求項 3 記載の方法であって、中心測度関数を算出するステップは、
選択されたピクセルを通過する内挿されたピクセルの複数の線形列を抽出するステップと、
前記線形列をガウス導関数を用いることにより変換するステップと、
前記線形列に沿った正と負の方向において、第 1 の最大値を特定するステップと、
前記変換された線形列に基づき、前記点 (i, j) がその周辺のエッジ境界においてどの程度中心に位置するかを示すメリット関数を計算するステップと、
選択された複数のピクセルについて前記抽出するステップと、変換するステップと、計算するステップとを繰り返すステップとを含む方法。

【請求項 5】

請求項 4 記載の方法であって、前記平面画像中の血管境界を発見するステップは、
前記選択された血管中心に対して前記第 1 の最大値として血管境界を特定するステップを含む方法。

【請求項 6】

請求項 2 ないし 5 いずれか一項記載の方法であって、前記平面画像中に血管境界を発見するステップは、
前記血管中心を通過する内挿されたピクセルの複数の線形列を抽出するステップと、
各線形列に沿った正と負の方向において血管エッジを特定するステップとを含む方法。

【請求項 7】

請求項 2 ないし 6 いずれか一項記載の方法であって、血管方向を推定するステップは、
前記複数の血管中心に曲線を当てはめるステップを含む方法。

【請求項 8】

10

20

30

40

50

請求項 2 ないし 6 いずれか一項記載の方法であって、血管方向を推定するステップは、鋭い曲がりに対しバイアスをかけるため重みづけされた前記複数の血管中心に曲線を当てはめるステップを含む方法。

【請求項 9】

請求項 2 ないし 6 いずれか一項記載の方法であって、前記血管方向を推定するステップは、

前記有限の体積をラインフィルタリングするステップと、

前記フィルターをかけた体積から慣性マトリックスを抽出するステップと、

血管方向を推定するために前記慣性マトリックスの固有分析を行うステップとを含む方法。

10

【請求項 10】

請求項 2 ないし 9 いずれか一項記載の方法であって、

血管中心と血管境界を発見する間に、血管分岐を示す血管境界をマーキングするステップと、

血管分岐をトラックするために各マーキングされた血管境界において前記血管トラッキングを繰り返すステップと、

血管ツリーを形成するため、前記血管表示と前記トラックされた血管分岐を組み合わせたステップとを含む方法。

【請求項 11】

請求項 2 ないし 10 いずれか一項記載の方法であって、

平面画像を抽出するステップは、前記推定された血管方向に垂直な方向に対して選択された微小角度の傾きをもった複数の平面画像を抽出するステップを含み、

前記方法は、

平面画像をエッジ強調するステップと、前記複数の平面画像の各々について血管中心と血管境界の位置を特定するステップとを繰り返すステップと、

前記複数の平面画像の血管境界から最も円形度の高い血管境界を選択するステップと、

前記選択された血管境界に対応する血管中心を選択するステップとをさらに含む方法。

【請求項 12】

請求項 1 ないし 11 いずれか一項記載の方法であって、

前記 CT 画像化データは複数の心臓フェーズにおいて収集され、

前記方法は、

再構成するため選択された心臓フェーズに対応する CT 画像化データの一部を選択するためにレトロスペクティブにゲーティングするステップをさらに含む方法。

【請求項 13】

請求項 1 ないし 12 いずれか一項記載の方法であって、

レトロスペクティブゲーティングを用いて心臓フェーズの一の範囲に対応する前記 CT データの部分を選択するステップと、

前記再帰的なトラッキングに基づき最適な心臓フェーズを選択するステップとをさらに含む方法。

【請求項 14】

医療用画像化のための装置であって、

コンピュータ断層撮影 (CT) 画像化データを収集する画像化手段と、

立体画像表示を形成するため前記 CT 画像化データの少なくとも一部を再構成する再構成手段と、

血管表示を形成するため血管内の選択された始点から前記血管を再帰的にトラッキングするトラッキング手段とを有する装置。

【請求項 15】

請求項 14 記載の装置であって、前記トラッキング手段は

前記始点の周辺において血管方向を推定する手段と、

前記 3 次元画像から前記血管中心を含む、前記推定された血管方向に垂直な平面画像を

50

抽出する手段と、

前記平面画像をエッジ強調する手段と、

前記平面画像において血管中心の位置を特定する手段と、

前記平面画像において血管境界を発見する手段と、

前記血管方向に沿って推定された血管中心を外挿する手段と、

前記血管をトラックするために前記推定、抽出、エッジ強調、位置特定、発見、および外挿する手段を再帰的に呼び出す手段とを含む装置。

【請求項 16】

請求項 15 記載の装置であって、前記血管中心の位置を特定する手段は、

中心測度関数を算出する手段と、

前記平面画像の中心測度関数が最大となるピクセルとして前記血管中心を選択する手段とを含む装置。

【請求項 17】

請求項 15 または 16 記載の装置であって、前記血管境界を発見する手段は、

前記血管中心を通過する内挿されたピクセルの複数の線形列を抽出する手段と、

各線形列に沿った正と負の方向において血管エッジを特定する手段とを含む装置。

【請求項 18】

請求項 15 ないし 17 いずれか一項記載の装置であって、前記血管方向を推定する手段は、

鋭い曲がりに対してバイアスをかけるため重みづけされた前記複数の血管中心に曲線を当てはめる曲線当てはめ手段を含む装置。

【請求項 19】

請求項 15 ないし 18 いずれか一項記載の装置であって、

前記平面画像を抽出する手段は、前記推定された血管方向に垂直な方向から選択された微小角度だけずれた複数の平面画像を抽出し、

前記装置は、

前記エッジ強調手段および前記複数の平面画像の各々について血管中心と血管境界の位置を特定する手段を繰り返し呼び出す手段と、

前記複数の平面画像の前記血管境界から最高の円形度を有する血管境界を選択する手段と、

前記選択された血管境界に対応する前記血管中心を選択する手段とを含む装置。

【請求項 20】

請求項 14 ないし 19 いずれか一項記載の装置であって、

前記画像化手段は、複数の心臓サイクルにおいて画像化データを収集し、

前記装置は、

前記再構成手段により再構成するため選択された心臓フェーズに対応する CT 画像化データの一部を選択するためにレトロスペクティブにゲーティングを行う心臓ゲーティング手段を含む装置。

【請求項 21】

請求項 20 記載の装置であって、前記心臓ゲーティング手段は心電計を含む装置。

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【0001】

本発明は、医療画像化技術に関する。特に、マルチスライスまたはスパイラルコンピュータ断層撮影 (CT) 画像化等の 3 次元医療画像化における血管構造の描画および解釈に関し、これらを特に参照して説明する。しかし、本発明は、一定のまたは変化する直径を有する、曲がりくねり枝分かれした管状構造の解釈とともに、磁気共鳴画像法 (MRI) や核医学等の他の画像化技術に関しても応用が可能である。

【0002】

CT 技術における現在および未来のトレンドに基づき、心臓の画像化、特に冠動脈の画像

10

20

30

40

50

化はCTが大きな役割を果たすと期待されています。冠動脈は心筋に血液を供給する。冠動脈の障害は、心筋梗塞を生じ、今日の合衆国における主な死亡原因である慢性的な心臓疾患や突然の心臓発作につながる。

【0003】

データ収集側にあつては、特にスライス方向において分解能が向上しているマルチスライスCTシステムの開発により、血管系の臨床CT画像化が注目されている。しかし、CTがこの分野においてよりいっそう臨床に使用されるためには、心臓サイクルの選択されたフェーズにおける画像の再構成および後処理が可能な限り自動化されなければならない。現状、マルチスライスCTデータにおける冠動脈のトラッキングは厄介な骨の折れる仕事である。従来の血管トラッキングシステムは、典型的には、磁気共鳴映像法(MRI)等の技術と比較するとノイズが大きいという特有の問題を有するCTデータには向けられていない。マルチスライスCTに向けられた過去の血管トラッキングシステムは、計算時間が長いという制限があった。

10

【0004】

本発明は、かかる制限等を解消する、改良された血管トラッキング方法および装置を企図したものである。

【0005】

本発明の一態様によれば、医療用画像化方法が提供される。コンピュータ断層撮影(CT)画像化データを収集する。CT画像化データの少なくとも一部は、立体画像表示を形成するために再構成される。少なくとも一つの始点を立体画像表示中に画像化された血管内に特定する。血管表示を形成するために当該始点から血管を再帰的にトラックする。

20

【0006】

本発明の他の態様によれば、医療用画像化のための装置が開示される。画像化手段は、コンピュータ断層撮影(CT)画像化データを収集するために設けられる。再構成手段は、立体画像表示を形成するためCT画像化データの少なくとも一部を再構成するために設けられる。一的手段が、立体画像表示に画像化された血管内に少なくとも一つの始点を特定するために設けられる。トラッキング手段は、血管表示を形成するために始点から血管を再帰的にトラックするために設けられる。

【0007】

本発明の一つの特長は、マルチスライスCTデータにおいて血管中心線を抽出するための直接的なアプローチを提供することである。

30

【0008】

本発明の他の特長は、トラックされた脈管構造に正確な管腔情報を提供するため血管境界を自動的に抽出することである。

【0009】

本発明の他の特長は、血管分岐を検出することである。これにより、血管トラッキングを連続的に適用することにより血管ツリー構造を生成することが容易になる。

【0010】

本発明のさらに他の特長は、レトロスペクティブ心臓ゲーティングにおいて最適なフェーズを評価することである。

40

【0011】

好適な実施形態に関する以下の詳細な説明を読めば、本発明の他の多くの特長と利益が当業者に明らかとなるであろう。

【0012】

本発明は、多様な構成要素および構成要素の組み合わせとして具体化され、多様な段階および段階の組み合わせとして具体化される。図面は、好ましい実施形態を例示するためのものであり、本発明を限定するものと解釈してはならない。

【0013】

図1を参照するに、マルチプルスライスコンピュータ断層撮影(CT)スキャナー10は、検査領域14の中をまっすぐ動く患者ベッド等の患者サポート12を含む。回転構台に

50

固定されたX線管アセンブリー 16 は、検査領域 14 を通る円錐ビームまたは複数の平行な扇型ビームを照射する。コリメータ 18 は、2次元に広がった放射ビームをコリメートする。第3世代のスキャナーにおいては、2次元のX線ディテクター 20 は、X線管から検査領域を通った回転構台に配置される。第4世代のスキャナーにおいては、アレイ状の2次元のディテクターリング 22 が、回転構台の周囲の静止構台に固定される。

【0014】

第3世代と第4世代いずれであっても、X線ディテクター 20、22 は周知のとおり、検査領域 14 を横切ったX線を、X線管 16 とディテクター 20、22 の間におけるX線吸収を示す電気信号に変換するように動作する。心電図 24 は、患者 26 の心臓サイクルのフェーズをモニターする。X線吸収信号は、回転構台の角度位置および心臓のフェーズの情報と共に、データメモリ 28 に送られる。

10

【0015】

取得コントローラ 30 は、患者 26 のCTスキャンを制御するCTスキャナー 10 と通信する(32)。オペレータが選択した心臓のフェーズに対応するデータは、選択された心臓フェーズのX線吸収データを、CT立体画像メモリ 34 に記憶された複数のCT画像スライスに再構成する再構成プロセッサ 32 により再構成される。再構成プロセッサ 32 は、周知のフィルターされたバックプロジェクション技術あるいはその他の再構成技術を使って動作する。

【0016】

他の好適な実施形態(図示せず)においては、患者の寝台は、螺旋状にデータを取得できるように連続的に進む。得られた螺旋状データは3次元画像に再構成され、画像メモリ 34 に記憶される。本発明はCTに限定されておらず、管状の生物学的構造を3次元画像でできる磁気共鳴映像法(MRI)その他の方法にも応用できることを、当業者は認めるであろう。

20

【0017】

冠動脈の画像化において、X線吸収データは、心臓の動きによってスライスが、画像スライスまたはスライス内の動く人為構造(motion artifacts)にレジストレーションエラーが起きないように、心周期のフェーズごとに都合よく並べられる。さらに、脈管構造を強調するために、ヨウ素系の造影剤等の造影剤 36 が患者 26 に投与される。

【0018】

血管トラッカー 40 は、ユーザ 42 により好ましくはインターラクティブなユーザインターフェイス 44 を通して与えられる始点に基づき冠動脈をトラックする。血管トラッカーが血管をトラックするに際し、血管中心等の血管を特定するキーとなる特徴や周辺情報が血管ツリーメモリ 46 に記憶される。3次元レンダリングプロセッサ 48 は、トラックされた血管ツリーの、任意に回転可能な3次元表示を生成する。ユーザインターフェイス 44 により、3次元立体画像メモリ 34、トラッカー 40 の出力、および3次元レンダリングの内容を選択的に見ることができる。さらに、ユーザインターフェイス 44 により、CTスキャナー 10 を操作するように、ユーザはデータ取得コントローラ 30 を操作することができる。

30

【0019】

図1に示した装置の実施形態は一例である。当業者は、特定のアプリケーションに適合させるため、これを変更することができる。例えば、ユーザインターフェイス 44 には、CTスキャナーを効率的に操作するために、プリンター、ネットワークへの接続、記憶装置等(図示せず)の他の構成要素を含めることができる。別の実施形態においては、ユーザインターフェイス 44 はコンピュータであってもよく、血管トラッカー 40 はその上で動作するソフトウェア構成要素であってもよい。

40

【0020】

引き続き図1を参照し、さらに図2も参照し、血管トラッキング方法 70 の実施形態について説明する。ユーザ 42 は、ユーザインターフェイス 44 に応答を求められて、3次元立体画像メモリ 34 に一またはそれ以上の始点または目標 72 を与える。始点 72 の一

50

つが最初の血管中心推定 7 4 となる。

【0021】

血管方向が、少なくとも二つの血管中心点から外挿することにより推定される(76)。血管中心点は再帰的に、すなわち以前に特定された血管中心に対応して与えられる。トラッキング方向を最初に決めるため、始点72を使用することができる。一の実施形態においては、少なくとも3点が、その点をスプライン曲線またはその他の好適な曲線を与える関数にフィッティングすることにより外挿するために使われる。他の実施形態においては、同時に2点を取り、その間を通る中心線がトラックされる。間違つて分岐に対応する鋭い曲がりを追跡しないように、主血管方向を示す終点も与えられる。不注意で分岐を追跡しないようにする他の方法として、鋭い曲がりに対するバイアスをかけるため、点に重み付けをしてもよい。さらに他の好適な実施形態として、有限の体積をラインフィルタリングし、慣性マトリックスを抽出し、慣性マトリックスの固有値分析をすることにより、血管方向を得てもよい。

10

【0022】

引き続き図1および2を参照して、血管方向に垂直な平面画像がメモリ34の3次元立体画像から抽出される(78)。この平面のサイズは、トラックされる血管のサイズにより変化するが、いかなる場合においても少なくとも血管の断面全体を含むのに十分大きくなければならない。適当な垂直平面は、x-y平面に平行な平面を、

【0023】

【数1】

20

$$\gamma = \arctan\left(\frac{n_y}{n_x}\right), \quad \phi = \arctan\left(\frac{n_z}{\sqrt{n_x^2 + n_y^2}}\right) \quad (1)$$

により垂直方向に変換することにより求めることができる。ここで、 (n_x, n_y, n_z) は血管方向76の法線であり、 γ は平面のz軸に対する角度であり、 ϕ は平面のy軸に対する角度である。変換された座標は、3次元立体画像34から画像ボクセルを3方向で内挿するために使用される。

【0024】

30

見つけた垂直平面を用いて、平面78内の血管中心と血管境界を特定する。境界の特定は、通常、マルチスライスCT画像データの信号雑音比は低いので込み入っている。境界の検出感度を上げるため、好ましくはエッジ強調80を実行する。一の実施形態においては、エッジを判定するため方向成分の強度を算出する前に、ガウス関数繰り込み平滑化を適用する。このエッジはユーザインターフェイス44の表示部分の画像に随意に重ね合わせることができ、ユーザ42は特定されたエッジを目で確認することができる。説明したエッジ強調は一例であり、他の周知のエッジ強調アルゴリズムを使用することも可能である。

【0025】

エッジ強調された平面画像80は、血管中心および境界を発見する(82)ために分析される。一の実施形態においては、後でより詳しく説明するとおり、この分析には中心測定マップが使用される。血管中心と境界の推定82の精度は、平面画像80の実際の血管方向に対する垂直性に依存する。血管方向76は推定に過ぎないので、一の好適な実施形態においては、推定された血管方向76に対して傾いた複数の平面について血管平面抽出78、エッジ強調80、および血管中心/エッジ分析82を繰り返してもよい。例えば、五つの平面を分析し、一つは推定された方向76に垂直であり、二つは選択された相対的「x」軸に対して±θ度傾いており、さらに二つは対応する垂直な「y」軸に対して±θ度傾いているとする。理想的な円筒形の血管については、垂直な平面は真円形の血管境界を有するから、最も円形に近い血管境界を有する複数の平面が選択される(86)。

40

【0026】

50

中心および境界の分析 82 の過程で血管分岐が発見されることもある。その場合、血管分岐を後でトラッキングできるように血管分岐がマークされる (88)。このように分岐した血管のツリー全体をトラックするためにトラッカーを再帰的に適用することができる。

【0027】

血管中心と境界が発見されたら、終了条件が満たされる (90) までプロセスを再帰的に繰り返す。好適な終了条件としては、画像内における血管の実際の終了、事前に選択された直径以下に血管が狭くなること、および始点 72 の中から特定された終点などがあるが、これらに限定されるものではない。再帰的方法の終了結果は、抽出された血管 92 である。

【0028】

引き続き図 2 を参照し、さらに図 3 を参照し、血管中心およびエッジ分析の好適な実施形態について説明する。分析は、エッジ強調プロセッサ 80 により出力されたエッジ強調された平面画像 100 において行われる。中心測度マップを次のように算出する。

【0029】

図 3 を参照し、さらに図 4 を参照するに、 n 本 (108) の光線が生成されるように、選択された角度間隔 α (106) でピクセル (i, j) 102 を通過する複数の光線を生成する。図 4 に一例として、 $\alpha = 30^\circ$ の場合に、点 (i, j) (102) を中心として広がる $n = 6$ 本の光線が k で識別されて示されている。

【0030】

各光線について、グラジエントはガウス導関数カーネルを用いることによって算出される。

【0031】

【数 2】

$$\nabla R(\vec{r}, \sigma) = I(\vec{r}) * \sigma^\gamma \nabla G(x, \sigma)$$

where

(2)

$\vec{r} = \text{ray}$, $I(\vec{r}) = \text{image array}$, and

$\sigma^\gamma \nabla G(x, \sigma) = \text{the gaussian derivative kernel}$

ここで σ は、この方法においてスケールファクター 112 となるガウス偏差であり、トラックされる血管のサイズまたは半径に基づき選択される。当業者は、スケールファクターが大きいと、グラジエント変換後、支配的なエッジだけが残ることを認めるであろう。式 (2) の因子 γ は、グラジエント変換で画像特性を保存するリンドバーグのパワー定数に対応する正規化因子である。 $G(x, \sigma)$ は、式 (3) で与えられる周知のガウス関数である。

【0032】

【数 3】

$$G(x, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \quad (3)$$

また、ガウス関数の導関数は次のとおり定義され、

【0033】

10

20

30

40

50

【数 4】

$$\nabla G(x, \sigma) = \frac{\partial}{\partial x} G(x, \sigma) \quad (4)$$

3点差分演算を用いて、すなわち {1, 0, -1} カーネルを用いることによって算出する。

【0034】

グラジエント強度は半径方向に沿って計算する (114)。

【0035】

【数 5】

$$\frac{\partial R_{1,2}}{\partial \vec{r}_{1,2}} = \left(\frac{|\nabla R(\vec{r}, \sigma)|}{|\vec{r}|} \right)_{\vec{r}_{1,2} = \text{first maximum}} \quad (5)$$

ここで、添字 1、2 は線形画像列 I(r) に沿った正と負の方向を指し、強度ベクトル r は変換された半径列における最初の最大値に至る。中心測度マップは、各ピクセル (i, j) (102) を次の変換式により変換することにより生成される (116)。

【0036】

【数 6】

$$CMQ(i, j) = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n \left(\frac{\min \left\{ \frac{\partial R_1}{\partial \vec{r}_k}, \frac{\partial R_2}{\partial \vec{r}_k} \right\}}{\max \left\{ \frac{\partial R_1}{\partial \vec{r}_k}, \frac{\partial R_2}{\partial \vec{r}_k} \right\}} \right) \quad (6)$$

CMQ関数は、点 (i, j) がその周辺のエッジ境界においてどの程度中心に位置しているかを示す。中心測度マップ 120 を生成するため、CMQ(i, j) の計算が各ピクセル (i, j) (102) について繰り返される (118)。血管中心は、中心測度マップ値 CMQ(i, j) が最大となる点 (i, j) が血管中心として選択される (122)。一般的に、境界が円形または楕円形の場合、血管中心の CMQ は 1.0 に近く、血管エッジの不規則性が増加するにつれ 1.0 から減少する。中心が選択されると (122)、式 (5) の $r_{1,2}$ ベクトルとしてエッジ点を選択され (124)、完全に円形の場合、 $r_{1,2}$ ベクトルはすべて血管中心において等しいので、これから円形度が推定される。

【0037】

図 5 を参照するに、一例として中心測度マップ 140 が示されており、対応する画像スライス 142 が挿入図 5A に示されている。血管中心 144 は、中心測度マップの最大値として特定される。中心測度マップには、さらに複数のピーク 146 が見られるが、これは挿入図の画像スライス 142 においても識別できる、付近のより細い血管に対応している。当業者にとっては、血管分岐において主血管とそれより細い分岐のピークが中心測度マップにおいて合流するというのを認めるであろう。分岐 88 のマーキングを促進するためにそのような合流を検出することができる (図 2)。トラッキングシステム 70 は、血管ツリー全体を再帰的にトラックするため、マークされた各分岐に適用することができる。

【0038】

図 6 を参照するに、各垂直平面の特定された血管中心を結ぶことにより 3 次元中に形成された中心線 162 と、複数の垂直平面の血管境界に対応する 3 次元空間にある複数の 2

10

20

30

40

50

次元血管エッジ輪郭164とによる、トラックされた血管160の3次元レンダリングが一例として示されている。血管中の鋭い曲がり166が適切にトラックされており、動脈瘤または血管分岐点等と思われる広がった構造168も捉えられている。もちろん、トラックされた血管は、陰付き3次元表示や投影等の他の方法を用いても描くことはできる。
【0039】

図1を再度参照し、さらに図7を参照して、トラッキングによりレトロスペクティブCTゲーティングにおいて最適なフェージングを決定する方法を提供する、本発明の他のアプリケーションを説明する。心電計50(図1)は、図7に示した心電図ECGを記録する。第1の心臓サイクル CC_1 は全部が示されており、心電図ECGにおいて従来から認められていた、心房脱分極(atrial depolarization)P、心室脱分極(ventricular depolarization)Q、R、S、および心室再分極(ventricular repolarization)Tとラベルされた点が表示されている。P'、Q'、R'、S'、T'とラベルされた点を伴う第2の心臓サイクル CC_2 の一部が表示されている。レトロスペクティブCTゲーティングのフェージングはGと示されている。ECGの下に示したとおり、マルチスライスCTデータは心臓サイクルの間に連続的に取得される。取得後、心臓サイクルを通してデータを取得する時間的基準としてフェージングGを用いるレトロスペクティブゲーティングを用いて、CTデータを分析する。最適でないフェーズGが選択されると、トラッキングは効率的でなくなり、完全にトラッキングできないことも頻繁にある。それゆえ、ある範囲を持ったレトロスペクティブゲーティングのフェーズGでトラッキングすることにより、うまく血管トラッキングができたかどうか、およびその質に基づき最適なフェーズを選択することができる。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】本発明の実施形態を好適に実施するマルチスライスCT画像化システムを示す図である。

【図2】図1に示した血管トラッカーにより実行される方法を示す図である。

【図3】血管中心・エッジプロセッサの実施形態を示す図である。

【図4】中心測度マップの構成に関連して使用される光線の分布を示す図である。

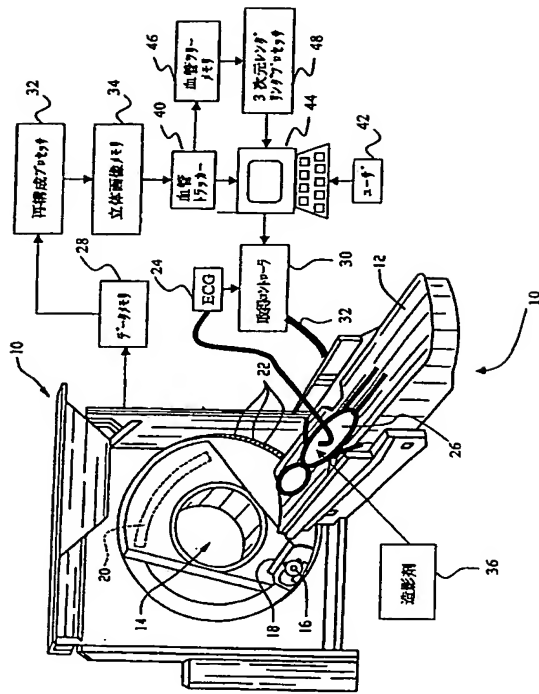
【図5】中心測度マップを示す図である。

【図5A】図5の中心測度マップに対応する画像スライスを形成する挿入図である。

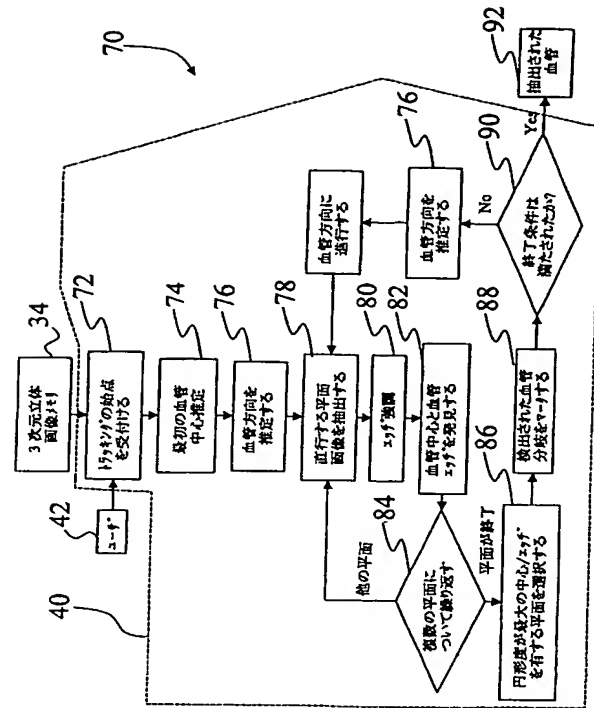
【図6】図2の方法によりトラックされた血管の3次元レンダリングを示す図である。

【図7】トラッキングシステムがレトロスペクティブゲーティングフェーズの最適化に使用される他の実施形態を示す図である。

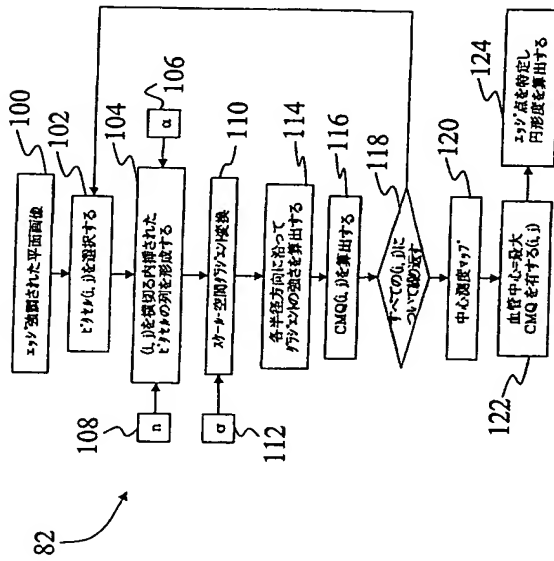
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 4】

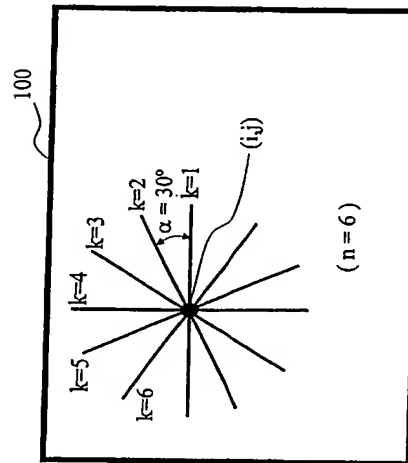


FIG 4

【図 5】

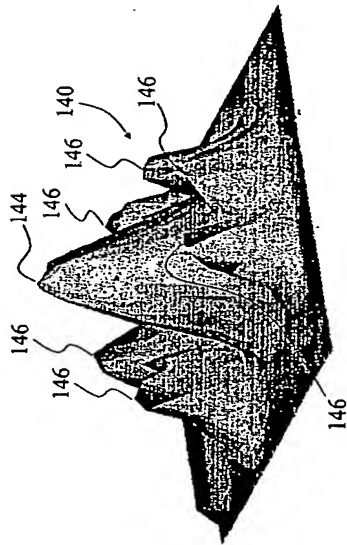


FIG 5

【図 5 A】

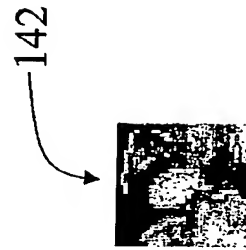


FIG 5A

【図 6】

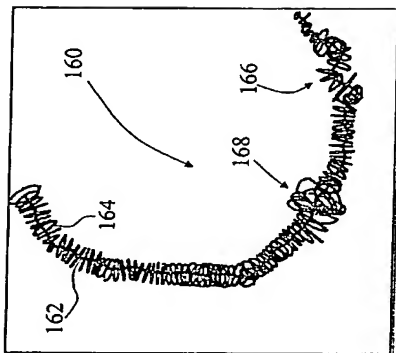
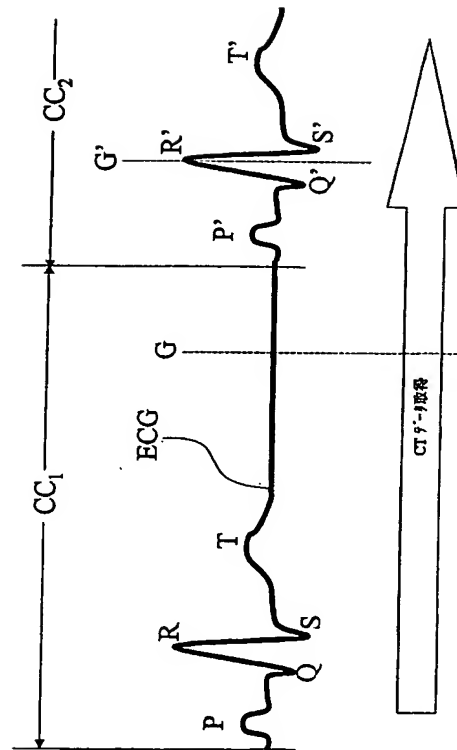


FIG 6

【図 7】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. Appl. No.

PCT/US 02/37159

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 606T11/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 606T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	WO 01 26055 A (BRUIJNS JOHANNES ;KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV (NL)) 12 April 2001 (2001-04-12) abstract; claims 1,2,5 page 1, line 1-16 page 2, line 31-33 page 3, line 13-29 page 4, line 6-18 page 5, line 31 -page 6, line 26 --- -/-	1-3,5,7, 8,15,16, 18 4,6, 9-14,17, 19-21

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- *Z* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

28 March 2003

Date of mailing of the international search report

04/04/2003

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.O. 5818 Patentkan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Casteller, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US 02/37159

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 01 37219 A (GEN ELECTRIC) 25 May 2001 (2001-05-25)	1-3,5,7, 8,15,16, 18
A	abstract; claims 9-12 page 3, line 11-21 page 8, line 12-28 page 9, line 14-23 page 11, line 20-29 page 12, line 10-19 page 13, line 6-23 page 14, line 23-28 page 15, line 5-7,19 -page 16, line 26	4,6, 9-14,17, 19-21
A	EP 1 087 337 A (GE MEDICAL SYST SA) 28 March 2001 (2001-03-28) abstract; claim 1 paragraphs '0017!', '0018!', '0020!'-'0025!	1-21
A	FR 2 622 991 A (THOMSON RECH) 12 May 1989 (1989-05-12) abstract; claims 1,2 page 1, line 7-10 page 4, line 5-25 page 5, line 1-14 page 6, line 3-23	1-21
A	US 5 699 799 A (XU BEILEI ET AL) 23 December 1997 (1997-12-23) abstract; claims 1-5 column 3, line 31-41 column 4, line 11-47 column 5, line 31-38	1-21
A	QIAN HUANG ET AL: "Model-based automatic recognition of blood vessels from MR images and its 3D visualization" PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL CONFERENCE ON IMAGE PROCESSING (ICIP) AUSTIN, NOV. 13 - 16, 1994, LOS ALAMITOS, IEEE COMP. SOC. PRESS, US, vol. 3 CONF. 1, 13 November 1994 (1994-11-13), pages 691-695, XP010146376 ISBN: 0-8186-6952-7 abstract page 693, paragraphs 3.2,3.3	1-21

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/US 02/37159

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0126055	A	12-04-2001	WO 0126055 A2	12-04-2001
WO 0137219	A	25-05-2001	DE 10083899 T0	07-03-2002
			WO 0137219 A1	25-05-2001
			US 6522712 B1	18-02-2003
			EP 1277175 A1	22-01-2003
			WO 0180184 A1	25-10-2001
			WO 0180185 A1	25-10-2001
EP 1087337	A	28-03-2001	FR 2799029 A1	30-03-2001
			EP 1087337 A1	28-03-2001
			JP 2001148005 A	29-05-2001
FR 2622991	A	12-05-1989	FR 2622991 A1	12-05-1989
US 5699799	A	23-12-1997	NONE	

フロントページの続き

(51)Int. Cl.⁷

F I

テーマコード (参考)

G 0 6 T 15/00 1 0 0 A

(71)出願人 391027631

フィリップス メディカル システムズ (クリーヴランド) インコーポレイテッド
 Philips Medical Systems (Cleveland), Inc.
 アメリカ合衆国 オハイオ州 44143 クリーヴランド マイナー ロード 595
 595 Miner Road, Cleveland, Ohio 44143, U. S. A.

(74)代理人 100070150

弁理士 伊東 忠彦

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 スブラマニアン, クリシュナン

アメリカ合衆国, オハイオ州 44139, ソロン, ポッパム・プレイス 7305

(72)発明者 チャンドラ, シャーラブ

アメリカ合衆国, オハイオ州 44124, メイフィールド・ハイツ, メイプルウッド・ドライブ
 6550, アpartment 203号

F ターム(参考) 4C093 AA22 BA08 CA23 DA02 FA47 FD05 FD07 FF07 FF16 FF42

5B057 AA09 BA03 BA23 CA08 CA13 CA16 CB08 CB13 CB16 CC01

CE03 CH08 CH18 DA08 DA16 DB03 DC16 DC36

5B080 AA17 CA01 FA00